

WEST

☐ Generate Collection

L6: Entry 89 of 119

File: JPAB

Feb 23, 1999

PUB-NO: JP411047131A

DOCUMENT-IDENTIFIER: JP 11047131 A

TITLE: ULTRASONIC DIAGNOSTIC IMAGE PROCESSING DEVICE AND UNNECESSARY SIGNAL REMOVING METHOD FOR IMAGE

PUBN-DATE: February 23, 1999

## INVENTOR-INFORMATION:

NAME

COUNTRY

HWANG, JUIN-JET

PFLUGRATH, LAUREN S

## ASSIGNEE-INFORMATION:

NAME

COUNTRY

ADVANCED TECHNOL LAB INC

APPL-NO: JP10165221

APPL-DATE: June 12, 1998

INT-CL (IPC): A61 B 8/06

## ABSTRACT:

PROBLEM TO BE SOLVED: To prevent the mingling of an unnecessary virtual image into Doppler information by making a filter process with a minimum-maximum value filter.

SOLUTION: Image clutter is removed from a Doppler signal by a flash suppressing processor for each large frame in a display signal. When the Doppler signal of the new frame Fn is received, it is compared with the value of the previous frame Fn-1, and the minimum value MIN1 is selected by a minimum value selector 630. It is compared with the previously selected minimum value MIN2 stored in an image buffer A by a maximum value selector 636 to select the maximum value MAX. The minimum-maximum value is subtracted from the Doppler signal value of the frame Fn-1 at that time by a subtractor 638, it is compared with the signal displacement threshold value by a comparator 640. If it is the threshold value or above, the minimum-maximum value is set as the Doppler signal value of the present frame. If it is the threshold value or below, the frame value Fn-1 is set as the Doppler signal value of the present frame. A virtual image can be then removed.

COPYRIGHT: (C) 1999, JPO

BEST AVAILABLE COPY

(19) 日本国特許庁 (J P)

(12) 公開特許公報 (A)

(11) 特許出願公開番号

特開平11-47131

(43) 公開日 平成11年(1999) 2月23日

(51) Int.Cl.<sup>6</sup>  
A 6 1 B 8/06

識別記号

F I  
A 6 1 B 8/06

審査請求 未請求 請求項の数22 OL (全 11 頁)

(21) 出願番号 特願平10-165221

(22) 出願日 平成10年(1998) 6月12日

(31) 優先権主張番号 08/876384

(32) 優先日 1997年6月12日

(33) 優先権主張国 米国 (US)

(71) 出願人 591079904

アドバンスド・テクノロジー・ラボラトリ  
ーズ・インコーポレイテッド

ADVANCED TECHNOLOGY  
LABORATORIES, INCOR  
PORATED

アメリカ合衆国98041ワシントン州 ボセ  
ル、ボセル・エベレット・ハイウェイ  
22100番

(74) 代理人 弁理士 高橋 和彦

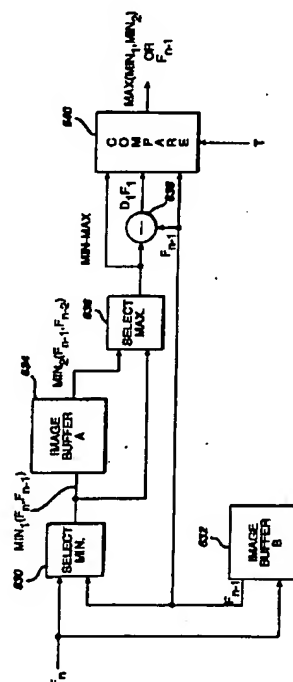
最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波診断画像処理装置及び該画像の不要信号除去方法

(57) 【要約】

【解決手段】 信号や画像虚像が混入しているドップラー信号を受信する手段；不要な該信号や画像虚像を除去するために、最小-最大値フィルタで該ドップラー信号をフィルタ処理する手段； および、該フィルタ処理されたドップラー信号を処理するドップラープロセッサ、からなる超音波診断画像処理装置および該不要な信号や画像虚像を除去する方法。

【効果】 変換器の動きや、心臓の動き、呼吸中の胸の動きなど、医師に何の関心もない運動の結果に起因する不要な戻り信号による突然の大きな変化、またはドップラー情報中の「フラッシュ」など、分裂的で不要な虚像をドップラー情報から効率的に除去することができる。



## 【特許請求の範囲】

【請求項1】 信号や画像虚像が混入しているドップラー信号を受信する手段； 該信号や画像虚像を除去するために、最小-最大値フィルタで該ドップラー信号をフィルタ処理する手段； および、該フィルタ処理されたドップラー信号を処理するドップラプロセッサ、からなる超音波診断画像処理装置。

【請求項2】 該虚像が、フラッシュ虚像からなる請求項1の超音波診断画像処理装置。

【請求項3】 該最小-最大値フィルタが、時間的に異なるドップラー情報を操作する請求項1の超音波診断画像処理装置。

【請求項4】 該時間的に異なるドップラー情報が、時間的に異なる超音波画像からの、空間的に対応するドップラー情報からなる請求項3の超音波診断画像処理装置。

【請求項5】 該最小-最大値フィルタがさらに、不要な信号虚像を、最小-最大値で置換する手段からなる請求項1の超音波診断画像処理装置。

【請求項6】 該最小-最大値フィルタがさらに、予期範囲内の信号変位とするために、受信ドップラー信号シーケンスを追尾し、そして突然の信号変位値を最小-最大値で置換する手段からなる、請求項5の超音波診断画像処理装置。

【請求項7】 該最小-最大値フィルタが、ドップラーデータの時間シーケンスの最小値を決定する手段； および、該決定された最小値の中の最大値を決定する手段からなる、請求項1記載の超音波診断画像処理装置。

【請求項8】 該最小値と最大値が、時間的に連続する値の対から決定される請求項7に記載の超音波診断画像処理装置。

【請求項9】 身体内に超音波エネルギーを発信し、該発信からのエコー信号を受信する変換器を有する携帯超音波機器における、該受信エコー信号にตอบสนองして、身体内物質の運動を表す信号のシーケンスを作成する運動信号回路からなる信号プロセッサであって、ここに該運動信号回路が、該運動信号シーケンスから不要な信号を除去するための最小-最大値フィルタを有する信号プロセッサ。

【請求項10】 該運動信号回路が、ドップラー処理により、運動信号の該シーケンスを作成し、ここに該不要な信号が、フラッシュ虚像からなる、請求項9の信号プロセッサ。

【請求項11】 運動信号の該シーケンスが、連続画像フレームにグループ化され、ここに該最小-最大値フィルタが、多数の該画像フレームの空間的に対応する運動信号を処理することにより、フラッシュ虚像を除去する請求項10の信号プロセッサ。

【請求項12】 空間的に対応するドップラー信号のシーケンス $F_n$ 、 $F_{n-1}$ 、 $F_{n-2}$ から、不要な信号を除去する方

法であって、

隣接するドップラー信号を比較して、2つの最小値 $Min_1$  ( $F_n$ 、 $F_{n-1}$ )と $Min_2$  ( $F_{n-1}$ 、 $F_{n-2}$ )を見出す段階；該2つの最小値のうちの最大値を特定する段階；そして、該特定された最大値を使用する段階、からなる不要な信号を除去する方法。

【請求項13】 該特定された最大値を使用して、不要な信号変位値を除去する段階が、該ドップラー信号の一つを、該特定された最大値で置換する段階からなる請求項12の方法。

【請求項14】 該特定された最大値を使用して、不要な信号変位値を除去する段階が、もし該ドップラー信号の一つが、あるレベルを越えるとき、該ドップラー信号の一つを該特定された最大値で置換する段階からなる請求項12の方法。

【請求項15】 該特定された最大値を使用して、不要な信号変位値を除去する段階が、

該ドップラー信号の一つから該特定された最大値を減算して、差値を得る段階；該差値をしきい値と比較する段階；および、  
該差値が該しきい値を越えるとき、該ドップラー信号の該一つを、該特定された最大値で置換する段階、からなる請求項12の方法。

【請求項16】 信号または画像虚像が混入しているドップラー信号を受信する手段；最大値-最小フィルタで、該ドップラー信号をフィルタ処理し、信号または画像虚像を除去する手段；および該フィルタ処理されたドップラー信号を処理するドップラプロセッサ、からなる超音波診断画像処理装置。

【請求項17】 該虚像がフラッシュ虚像からなる請求項16の超音波診断画像処理装置。

【請求項18】 該最大-最小値フィルタが、時間的に異なるドップラー情報を操作する請求項16の超音波診断画像処理装置。

【請求項19】 該時間的に異なるドップラー情報が、時間的に異なるドップラー画像からの空間的に対応する超音波情報からなる請求項18の超音波診断画像処理装置。

【請求項20】 信号または画像虚像が混入している超音波信号を受信する手段；該超音波信号を、最小-最大値フィルタでフィルタ処理して、信号または画像虚像を除去する手段； および、  
該超音波信号を、最大-最小値フィルタでフィルタ処理して、信号または画像虚像を除去する手段、からなる超音波診断画像処理装置。

【請求項21】 該最小-最大値フィルタが1つの極性の虚像を除去し、ここに該最大値-最小フィルタがその反対の極性の虚像を除去する、請求項20の超音波診断画像処理装置。

【請求項22】 該超音波信号が、ドップラー超音波信

号からなり；そしてさらに該フィルタ処理されたドップラー信号を処理するドップラープロセッサからなる、請求項21の超音波診断画像処理装置。

#### 【発明の詳細な説明】

##### 【0001】

【発明の属する技術分野】本発明は、医療用超音波診断画像処理装置に関し、特にドップラー画像シーケンスからフラッシュ虚像を除去する方法に関する。本願は、1996年6月28日出願のアメリカ合衆国特許出願一連番号08/672,782の一部継続出願に関する。

##### 【0002】

【従来の技術】超音波のドップラー走査は、血流、動く心臓壁、弁膜などの運動する構成部分を有する体の健康状態を評価するのに有益な診断手段である。良く知られているように、ドップラー技術は、ドップラー法則の基本原則を利用するもので、これにより受信エコーは、エコーを戻す細胞の運動に比例した位相、もしくは周波数偏移を示す。色流れドップラー画像などの運動をコード化した画素による二次元および三次元表示、可聴音調、スペクトル表示など、ドップラー情報を作成する多数の方法が、医師のために工夫されてきた。

##### 【0003】

【発明が解決しようとする課題】超音波で実行されるドップラー技術は、運動の絶対値測定ではなく、相対的測定である。即ち、受信ドップラー信号でコード化される運動は、身体細胞と超音波変換器との間の相対的な運動である。この結果、身体細胞が流れているか動いている時ばかりでなく、変換器が動いている時にも、ドップラー信号が作成されることとなる。この場合、静止している細胞と動いている変換器との間の相対的な運動があり、それがドップラー戻りとして現れる。その上、胸郭内の心臓の動き、呼吸中の胸の運動など、医師に何の関心もない運動の結果も、ドップラー戻り信号を作成する。これらの不必要なドップラー戻り信号は、流れる血球から戻る相対的に弱い信号などの、所望のドップラー信号と比較して非常に強い場合もある。これら強い信号はそれら自身、突然の、大きな変化、または表示されたドップラー情報中の「フラッシュ」として現れる。これらの不要な信号を除去し、医師に提供されるドップラー情報が、分裂的で不要な虚像が混入していないことが望ましい。

【0004】幸いに多数の技術が、これらフラッシュ虚像の除去のために開発されてきた。特願平8-166649（アメリカ合衆国特許出願一連番号08/489,258（登録料納付済））は、スペクトルドップラー表示からフラッシュ虚像を除去する方法を教える。アメリカ合衆国特許5,197,477は、信号が表示用にフォーマットされる前など、それらの処理の早い段階で、ドップラー信号からフラッシュ虚像を識別し、除去する方法を教える。ドップラー信号の表示用に空間的に線描さ

れた後、信号処理経路の後方でフラッシュ虚像を除去することも可能である。

【0005】フラッシュ抑制技術の妥当性に関する1つの留意事項は、実行の必要性である。これは親出願に記載したように、超音波装置が非常に小さく小型化されたとき、特に超音波装置全体が走査ヘッドの大きさのユニットに小型化された時に真実となる。このような携帯型超音波機器は、大きさと電力消費を減少させるために、非常に小さい集積回路の中で稼動しなければならず、しかしそれでも、全ドップラー能力を含む今日の高機能な超音波装置の特徴をできるだけ多数維持するよう、フルサイズの高級な超音波装置の基準を保持しなければならない。

##### 【0006】

【課題を解決するための手段】本発明により、最小-最大値フィルタ(min-max filter)を利用するフラッシュ抑制技術が超音波装置に与えられる。好適例の最小-最大値フィルタは、表示用にフォーマットされた後にさえも、時間ドップラー信号を操作し、これによって信号処理経路のより早い段階で通常見出されるより高いデータ速度で操作する必要性を回避する。処理要求の低下と共に、最小-最大値フィルタ処理技術は、集積回路形式での実施によく適合し、それは好適例に示されたように、携帯型超音波装置での使用に特によく適している。

【0007】好適例において超音波装置は、変換器からビデオ出力まで、4種類の用途特定集積回路（エイシック）上に製作され、それらエイシックは、アレー変換器の素子に接続される発信/受信エイシック、送受信ビーム形成を実行し、制御するフロントエンドエイシック、最小-最大値フィルタ処理を含む超音波信号処理を実行するデジタル信号処理エイシック、および処理された超音波信号を受信し、そして超音波画像データを作成するバックエンドエイシックである。画像は、標準的のモニタまたは液晶表示装置（LCD）のいずれによっても表示することができる。エイシックで構成されているので、一つの印刷回路基板上に、ユニットの電子回路を製作することができ、コネクタとケーブルによって従来から引き起こされてきた問題を排除する。2.25kg（5ポンド）以下の重さの携帯型ユニットとして、この高機能な超音波機器を製造することができる。

【0008】図において、図1は、携帯型超音波装置の構成をブロックダイアグラムで説明する。図2aと2bは、単一ユニットとして収納された携帯型超音波装置の正面図と側面図である。図3は、図1の超音波装置のデジタル信号処理エイシックのブロックダイアグラムである。図4は、デジタル信号処理エイシックによるドップラー処理のフローチャートである。図5は、本発明によるフラッシュ抑制用最小-最大フィルタを説明する。図6a-6cは、本発明のフラッシュ抑制プロセッサの操作を説明する波形である。

【0009】

【発明の実施の態様】最初に図1に注目すると、本発明に従って実行されるフラッシュ抑制を組み入れた携帯型超音波装置の構成が示されている。機能と特徴の賢明な選択および集積回路と超音波技術の能率的な使用のみにより、超音波装置全体を一つの携帯型ユニットに収納することが可能となる。変換器アレー10が、そのソリッドステート、電子的制御能力、可変絞、画像処理能力、および信頼性により使用される。平面またはカーブドリニアアレーを使用することができる。

【0010】好適例ではアレーは、カーブドアレーであり、それは広いセクター走査領域を与える。好適例が十分な遅延能力を有し、フェーズドアレーなどの平面アレーの操作と焦点合わせの双方を可能であるが、カーブドアレーの幾何学的曲率は、ビーム形成器における遅延操作の必要性を軽減する。アレーの素子は、変換器素子を駆動し、素子が受信したエコーを受信する発信/受信エイシック20に接続する。発信/受信エイシック20は、アレー10の能動型送受信開口と受信エコー信号の利得の制御も実施する。発信/受信エイシックは、好ましくは変換器素子から数センチメートル（数インチ）の範囲に、好ましくは同じ筐体で、ちょうど変換器の後ろに置かれる。発信/受信エイシックの好適例は、特願平10-146373（携帯型超音波診断装置用超音波アレー変換器トランシーバと題された、アメリカ合衆国特許出願（「ATL-152」）1997年4月3日出願）に詳細に記載されている。

【0011】発信/受信エイシック20により受信されたエコーは、隣接するフロントエンドエイシック30に転送され、個々の変換器素子からのエコーを、コヒーレント(coherent)走査線信号にビーム形成する。フロントエンドエイシック30は、発信/受信エイシックへの制御信号により、超音波ビームの発信波形、タイミング、開口、および焦点合わせも制御する。説明例において、フロントエンドエイシック30は、他のエイシックのタイミング信号と時間利得制御を提供する。電力とバッテリー管理サブシステム80は、変換器アレーに送られる電力をモニターし、制御し、これによって患者に適用される音響エネルギーを制御し、ユニットの電力消費を最小にする。記憶装置32は、フロントエンドエイシック30に接続され、ビーム形成器によって使用されるデータを記憶する。フロントエンドエイシックの好適例は、特願平10-107154（デジタル形ビーム形成器を有する携帯型超音波診断装置と題された、1997年5月27日出願のアメリカ合衆国特許出願「ATL-153」）に詳細に記載されている。

【0012】ビーム形成された走査線信号は、フロントエンドエイシック30から、デジタル信号処理エイシック40に転送される。デジタル信号処理エイシック40は、走査線信号をフィルタ処理し、Bモード信号と

して、ドップラー信号として、またはその両方として処理し、好適例においては合成開口形成、周波数混合、パワードップラー（色パワー血管）処理などのドップラー処理、スペックル除去など、さらに以下詳述するようないくつかの先進的機能も供給する。

【0013】次いで超音波Bモード情報とドップラー情報は、隣接するバックエンドエイシック50に、走査変換とビデオ出力信号作成のために転送される。記憶装置42は、バックエンドエイシック50に接続され、三次元パワードップラー（3DCPA）画像処理に使用される記憶装置を提供する。バックエンドエイシックは、時間、日付、および患者識別情報などの英数字情報を表示に加える。グラフィックプロセッサは超音波画像に、深度および焦点標識、カーソルなどの情報を重ねる。超音波画像のフレームはビデオメモリ54に記憶され、バックエンドエイシック50に転送され、生のシネループの実時間シーケンスで呼び出し、再生することを可能にする。ビデオ情報は、ビデオ出力で、NTSCとPALテレビジョン方式、および液晶表示60またはビデオモニタのためのRGB駆動信号を含む、いくつかの記録方式で利用することができる。

【0014】バックエンドエイシック50は、リスク（減少命令セット制御器）プロセッサ502という超音波装置の中央処理装置を有する。リスクプロセッサは、フロントエンドエイシックおよびデジタル信号処理エイシックに接続し、携帯型ユニット全体の処理と制御機能を制御し、同調させる。プログラムメモリ52はバックエンドエイシック50に接続し、ユニットを操作し制御するためにリスクプロセッサによって使用される、プログラムデータを記憶する。バックエンドエイシック50は、赤外線発信器として構成されたデータポート、またはPCMCIAインターフェース56に接続する。このインターフェースは、他のモジュールや機能が携帯型超音波ユニットと接続し、または通信するのを可能にする。インターフェース56は、モデムか通信リンクに接続し、遠隔地からの超音波情報の送受信を可能にする。インターフェースにより、超音波情報分析ソフトウェアなどの新機能をユニットに付け加えるために、他のデータ記憶装置を受け入れることができる。

【0015】リスクプロセッサは、ユニットの使用者制御70にも接続し、使用者の入力を受け入れ、携帯型超音波装置の操作を指示し制御する。

【0016】携帯型超音波装置の電源は、好適例では、可充電電池により供給される。バッテリー電源は充電され、電源サブシステム80から装置の構成部分に送られる。電源サブシステム80は低バッテリー電圧を、発信/受信エイシック20に適用して変換器アレー10の素子を駆動するための、高電圧に変換する直流変換器を有する。

【0017】図2aと2bは、図1の超音波装置を収納す

るための一体型ユニット87を図示する。液晶表示ディスプレイ60を含む上部セクション83を有する装置の正面が図2aに示されている。下部セクション81は、86に示されるように使用者制御を有する。使用者制御は、使用者が装置をオン、オフし、モード(Bモードかドップラー)、カラードップラーセクター、フレーム速度、および三次元表示などの特別な機能などの操作特性を選択することを可能にする。使用者制御は、時間、日付、および患者データの入力も可能にする。十字形で示されている4方向制御は、ジョイスティックとして操作され、画面上でカーソルを操作し、または使用者メニューから機能を選択する。代わりに、マウスボールやトラックパッドを、多様な方向へのカーソルその他の制御を提供するのに使用される。制御のいくつかのボタンとスイッチは、画像の凍結、シネループメモリから画像系列の供給、再生などの、特別な機能専用である。

【0018】ユニット87の底部は、曲面(curved)変換器アレー10の開口84である。使用時、変換器開口は患者に対して保持され、患者を走査し、超音波画像が液晶表示ディスプレイ60に表示される。

【0019】図2bはユニット87の側面図であり、装置の奥行きを表している。装置は、高さ約20.3センチメートル、幅約11.4センチメートル、奥行き約4.5センチメートルである。この装置は2.25kg(5ポ\*

$$\begin{bmatrix} Y_1 \\ Y_2 \\ Y_3 \\ \vdots \\ Y_n \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} a_{11} & a_{12} & a_{13} & \cdots & a_{1n} \\ b_{11} & b_{12} & b_{13} & \cdots & b_{1n} \\ c_{11} & c_{12} & c_{13} & \cdots & c_{1n} \\ \vdots & \vdots & \vdots & \ddots & \vdots \\ z_{11} & z_{12} & z_{13} & \cdots & z_{1n} \end{bmatrix} \cdot \begin{bmatrix} X_1 \\ X_2 \\ X_3 \\ \vdots \\ X_n \end{bmatrix}$$

【0022】ここに、 $x_1 \dots x_n$ は走査線集合から空間的に一列に整列された信号であり、 $y_1 \dots y_n$ は、出力ドップラー値である。ドップラー値は、利得段階418とマルチプレクサ426を通じて、検出と圧縮回路428に転送され、ここに走査線に沿った各エコー位置でのドップラー信号振幅が、下式の絶対値検出を通じて検出される。

【0023】

【数2】

$$y = \sum_n^{1-n} y_n^2$$

【0024】ドップラー値 $y$ は、検出と圧縮回路428のCORDICプロセッサを使用して、圧縮され、評価される※50

\*ンド)以下の重さの単一容器に収納された、カーブドアレー変換器プローブを有する十分な操作が可能な超音波装置の要素の全てを含んでいる。この重量の主要部分は、装置中に収納されたバッテリーである。

【0020】図3を参照すると、デジタル信号処理エイシック40の詳細なブロックダイアグラムが示されている。アメリカ合衆国の親特許出願で詳細に説明したように、デジタル信号処理エイシックは、B-モードとドップラー信号処理の両方を実行する。図3の配列によりドップラーエコー信号の処理は、図4の流れ図により理解される。各走査線位置は、例えば8回繰り返して走査され、走査線に沿ったドップラー情報の集合を集める。エコー信号の各受信走査線は、正規化回路410により正規化され、フィルタ412で間引き(decimation)帯域通過フィルタ処理される。集合の各走査線は、完全な集合が集められるまで、r.f.メモリ420に記憶される。各集合の走査線は、4個の乗算器フィルタ414にマルチプレクサ422により転送され、それはマトリックスフィルタ処理により、ウォールフィルタ処理とドップラー信号計算を実行する。ウォールフィルタ処理は、適切な乗算係数の選択によって実行され、マトリックスフィルタ処理は、次の数式による。

【0021】

【数1】

※(scaled)。ドップラー値は、次いでFIRフィルタ432によって低域通過フィルタ処理される。

【0025】本発明によると、画像クラッタは、表示信号中の大きなフレーム毎の変化を除去する、フラッシュ抑制プロセッサ434によってドップラー信号から除去される。フラッシュ抑制処理のための好適技術は、図5のフラッシュ抑制プロセッサの詳細なダイアグラムに示す、最小-最大値フィルタ処理である。最小-最大値フィルタ処理、即ち形態学上のフィルタ処理(morphological filtering)の一種、はドップラー画像フレームのシーケンスからの時間信号で実行される。図5は、フレーム $F_{n-1}$ と特定された処理されるフレームにより、特定の試料立体位置の時間データの処理を説明する。新しいフレーム $F_n$ からのドップラー信号が受信されると、それは前のフレーム $F_{n-1}$ の値と比較され、2つのうちの最小値が最小値選択器630により選択される。

【0026】この最小値 $Min_1$ は、 $Min_1(F_n, F_{n-1})$ と表

現される。最小値 $Min_1$ は、画像バッファAに記憶されている、前に選択された最小値 $Min_2$  ( $F_{n-1}, F_{n-2}$ )と比較され、2つの値のうちの最大値が、最大値選択器636により選択される。従って、選択器636は、最小-最大値として表現される、2つの最小値のうちの最大値を選択する。最小-最大値は、減算器638によりその時のフレーム $F_{n-1}$ のドップラー信号値から減算される。比較器640はこの差を、信号変位(excursion)しきい値 $T$ と比較する。もし該差がしきい値 $T$ を越えていれば、比較器640は、現在のフレームのドップラー信号値として最小-最大値を作成する。もし差がしきい値 $T$ を越\*

0, 1, 2, 15, 7, 4, 8, 5, 7, 25, 8 (1)

【0029】ここに、最初の値0はフレーム $F_n$ の値であり、第2の値1はフレーム $F_{n-1}$ の値である。連続する値の対が比較され、二つのうちの最小値が決められ、最小\*

0, 1, 2, 15, 7, 4, 8, 5, 7, 25, 8 (1)

0, 1, 2, 7, 4, 4, 5, 5, 7, 8 (2)

【0031】これは、シーケンス(1)の最初の2つの値、0、1のうちの極小値を示し、それは、シーケンス(2)の最初の値である最小値0となる。シーケンス(1)の第2と第3の値、1、2は、シーケンス2の第2の最小値1となる。シーケンス(1)の第3と第4の値2と15は、最小値シーケンス(2)の第3の値であ★

0, 1, 2, 15, 7, 4, 8, 5, 7, 25, 8 (1)

0, 1, 2, 7, 4, 4, 5, 5, 7, 8 (2)

1, 2, 7, 7, 4, 5, 5, 7, 8 (3)

【0033】このように、最小値シーケンスの最初の2つの値、0と1が最小-最大値シーケンス(3)の最初の値、最大値1を有することが分かる。最小値1と2は、2の最大値を有し、最小値2と7は、最大値7を有する。そして以下同様である。

【0034】最小-最大値シーケンス(3)から、15, 8, 25という最初のシーケンスのうちの第4、第7、第10のその突然変位値が、最小-最大値シーケンスにおいて除去されているのが分かる。説明例で、その時の値と最小-最大値の間の差が、しきい値と比較され、もし差がしきい値を越えていれば、最小-最大値が使用される。この数値例において、この差が、第1と第3のシーケンスの間の差となる。例えば、使用されるしきい値が6の場合、15と25の各変位値(excursion)が、プロセッサ出力の最小-最大値によって置換される。他の全ての場合には、当初の値が使用される。

【0035】上記の最小-最大値処理は、図6a-6cに示すように、突然信号変位値を最小-最大値に置換して平らにし、予期された範囲内の信号変位の受信ドップラー信号にする。図6aは、ドップラー画像の所定の位置での信号値のシーケンス650を示す。シーケンス6

0, 1, 2, 15, 7, 4, 8, 5, 7, 25, 8, 5, 6 (4)

【0038】3点窓は、これらの3個の値を1つのグループとして比較して、各グループの最小値を決定するた◆50

\*えていなければ、その時のフレーム値 $F_{n-1}$ が使用される。この選択がされた時、 $Min_1$ 値は、前の $Min_2$ 値に代わって画像バッファA中にラッチされ、新しいフレーム値 $F_n$ は、画像バッファB中にラッチ(latch)され、そして工程は、その時のフレーム中の他の試料立体位置について、次いで次のフレームへと続けられる。

【0027】この処理は、所定の試料立体位置からの時間と共に受信されたドップラー信号値の次のシーケンス(1)を考察することにより理解される。

【0028】

\*値の次のシーケンス(2)が結果として得られる。

【0030】

★2の最小値を有する。最小値シーケンス(2)の連続値は、2つのうちの最大値を決定するために、最小-最大値シーケンス(3)に示されるようにして比較される。

【0032】

☆50は、突然変位値642, 644および646によって汚染されているが、それらはフラッシュ(走査ヘッドの動き)か他の雑音源からの虚像である。図5の最小-最大値フィルタは、図6bの不要な変位値の下の一様な信号シーケンス650'で示されたように、これらの不要な変位値を、最小-最大値で置換する。不要な変位値が、最小-最大値で置換され、表示用に処理された信号レベルシーケンス650'は、図6cに示されたようになる。最小-最大値プロセッサの利益は、それが大きい変位値のみに有効であることである。ドップラーパワーの局所(local)の時間変位を表現する局所のピークと谷は、このフィルタ処理法では保存される。

【0036】先の例は、2点窓(two-point window)の最小-最大値フィルタの説明である。より高次のフィルタ処理も使用することができる。フラッシュ虚像を持つ連続フレームのより良い抑制のために、次に示す3点窓のフィルターなども使用することができる。試料立体位置から、次のドップラー信号値シーケンス(4)が受信されたとする。

【0037】

◆めに使用する。それは、以下の数列を形成する(先導するゼロの値を追加して)。

【0039】

0, 1, 2, 15, 7, 4, 8, 5, 7, 25, 8, 5, 6 (4)

0, 0, 1, 2, 4, 4, 4, 5, 5, 7, 5, 5, (5)

【0040】今、これらの最小値は3個のグループの中で比較され、各グループの最大値を決定し、それは以下\* \*の数列を作成する:

【0041】

0, 1, 2, 15, 7, 4, 8, 5, 7, 25, 8, 5, 6 (4)

0, 0, 1, 2, 4, 4, 4, 5, 5, 7, 5, 5 (5)

1, 2, 4, 4, 4, 5, 5, 7, 7, 7 (6)

【0042】局所のピーク値15と続く高い値7が、4の値で置換されたことが分かり、25と8の連続する値が、7の値で置換されている。シーケンス中央の8の一個の高い値は、5の値で置換され、その前後の4および5の中間的な値は置換されずに残っている。

【0043】フィルターの応答特性は、図5の例における比較器640の、元の画素値が最小-最大値で置換されるべきかを決定するしきい値により変化させることが※

1, 2, 4, 7, 4, 8, 5, 7, 7, 8 (7)

【0045】シーケンス(3)のように、それは唯一のピーク変位値のみが、最小-最大値で置換される。本発明の最小-最大値フラッシュ抑制フィルタが、携帯型超音波装置での好適で有益な実行例により説明されているが、このフィルタは、共通空間基準上で、時間的に異なるドップラー信号を操作することができる、あらゆる超音波装置におけるフラッシュ虚像の除去に、有効であることは明らかである。

【0046】逆順の最大-最小値フィルタ処理が、最小-最大値フィルタ処理が大きい正の変位値を置換するのと同じ方法で大きい負の変位値を置換することができる。最大-最小値フィルタ処理において、前の例の2つの処理段階が、逆順で実行され、最初に連続する値の最大値を見出し、次いで最大値シーケンスの極小値を見出す。不要な変位値の極性に依存して、最小-最大値フィルタ処理と最大値-最小値フィルタ処理は交換可能である。2つの操作は、その特定の比較しきい値により、どちらの順でもそれぞれ縦続(cascade)して実施することができる。値のシーケンスから正負両方の変位値を除去する。例えば 大きい正の変位値が最初に除去された後に、最小-最大値処理の出力は、最大-最小値処理され、大きい負の変位値が除去される。逆順の処理も、同一の結果となる。

【0047】本発明は、超音波診断画像のフラッシュ抑制技術に関する。ドップラー信号を処理する超音波診断画像処理装置のための、最小-最大値フィルタによりフラッシュ虚像を除去するフラッシュ抑制器が提供される。

【0048】本発明の主たる態様を以下に示す。

1、信号や画像虚像が混入しているドップラー信号を受信する手段； 該信号や画像虚像を除去するために、最小-最大値フィルタで該ドップラー信号をフィルタ処理する手段； および、該フィルタ処理されたドップラー★50

※できる。例えば、フィルタ処理される値は、より初期の操作で対数圧縮することができる。6のしきい値は、6デシベルを越える信号変位値を抑制するのに使用することができる。もし6のしきい値を越える時だけ、元のシーケンス(4)の値が最小-最大値シーケンス(6)からの値で置換されるならば、結果として生ずる表示シーケンスは下記のようになる：

【0044】

★信号を処理するドップラープロセッサ、からなる超音波診断画像処理装置。2、該虚像が、フラッシュ虚像からなる請求項1の超音波診断画像処理装置。3、該最小-最大値フィルタが、時間的に異なるドップラー情報を操作する前記1の超音波診断画像処理装置。4、該時間的に異なるドップラー情報が、時間的に異なる超音波画像からの、空間的に対応するドップラー情報からなる前記3の超音波診断画像処理装置。5、該最小-最大値フィルタがさらに、不要な信号虚像を、最小-最大値で置換する手段からなる前記1の超音波診断画像処理装置。6、該最小-最大値フィルタがさらに、予期範囲内の信号変位とするために、受信ドップラー信号シーケンスを追尾し、そして突然の信号変位値を最小-最大値で置換する手段からなる、前記5の超音波診断画像処理装置。7、該最小-最大値フィルタが、ドップラーデータの時間シーケンスの最小値を決定する手段； および、該決定された最小値の中の最大値を決定する手段からなる、前記1記載の超音波診断画像処理装置。8、該最小値と最大値が、時間的に連続する値の対から決定される前記7に記載の超音波診断画像処理装置。9、身体内に超音波エネルギーを発信し、該発信からのエコー信号を受信する変換器を有する携帯超音波機器における、該受信エコー信号に応答して、身体内物質の運動を表す信号のシーケンスを作成する運動信号回路からなる信号プロセッサであって、ここに該運動信号回路が、該運動信号シーケンスから不要な信号を除去するための最小-最大値フィルタを有する信号プロセッサ。10、該運動信号回路が、ドップラー処理により、運動信号の該シーケンスを作成し、ここに該不要な信号が、フラッシュ虚像からなる、前記9の信号プロセッサ。

【0049】11、運動信号の該シーケンスが、連続画像フレームにグループ化され、ここに該最小-最大値フィルタが、多数の該画像フレームの空間的に対応する運



13

動信号を処理することにより、フラッシュ虚像を除去する前記10の信号プロセッサ。12、空間的に対応するドップラー信号のシーケンス $F_n$ 、 $F_{n-1}$ 、 $F_{n-2}$ から、不要な信号を除去する方法であって、隣接するドップラー信号を比較して、2つの最小値 $\text{Min}_1(F_n, F_{n-1})$ と $\text{Min}_2(F_{n-1}, F_{n-2})$ を見出す段階；該2つの最小値のうちの最大値を特定する段階；そして、該特定された最大値を使用する段階、からなる不要な信号を除去する方法。

13、該特定された最大値を使用して、不要な信号変位値を除去する段階が、該ドップラー信号の一つを、該特定された最大値で置換する段階からなる前記12の方法。14、該特定された最大値を使用して、不要な信号変位値を除去する段階が、もし該ドップラー信号の一つが、あるレベルを越えるとき、該ドップラー信号の一つを該特定された最大値で置換する段階からなる前記12の方法。15、該特定された最大値を使用して、不要な信号変位値を除去する段階が、該ドップラー信号の一つから該特定された最大値を減算して、差値を得る段階；

該差値をしきい値と比較する段階；および、該差値が該しきい値を越えるとき、該ドップラー信号の該一つを、該特定された最大値で置換する段階、からなる前記12の方法。16、信号または画像虚像が混入しているドップラー信号を受信する手段；最大値-最小フィルタで、該ドップラー信号をフィルタ処理し、信号または画像虚像を除去する手段；および、該フィルタ処理されたドップラー信号を処理するドップラープロセッサ、からなる超音波診断画像処理装置。17、該虚像がフラッシュ虚像からなる前記16の超音波診断画像処理装置。

18、該最大-最小値フィルタが、時間的に異なるドップラー情報を操作する前記16の超音波診断画像処理装置。19、該時間的に異なるドップラー情報が、時間的に異なるドップラー画像からの空間的に対応する超音波情報からなる前記18の超音波診断画像処理装置。20、信号または画像虚像が混入している超音波信号を受信する手段；該超音波信号を、最小-最大値フィルタでフィルタ処理して、信号または画像虚像を除去する手段；および、該超音波信号を、最大-最小値フィルタでフィルタ処理して、信号または画像虚像を除去する手段、からなる超音波診断画像処理装置。21、該最小-最大値フィルタが1つの極性の虚像を除去し、ここに該最大値-最小フィルタがその反対の極性の虚像を除去す

14

る、前記20の超音波診断画像処理装置。22、該超音波信号が、ドップラー超音波信号からなり；そしてさらに該フィルタ処理されたドップラー信号を処理するドップラープロセッサからなる、前記21の超音波診断画像処理装置。

【0050】

【発明の効果】変換器の動きや、心臓の動き、呼吸中の胸の動きなど、医師に何の関心もない運動の結果も、ドップラー処理における戻り信号となって不要な雑音となる。これらの不要な戻り信号は、血流から戻る信号など、所望の信号より非常に強い場合もあり、突然の大きな変化、またはドップラー情報中の「フラッシュ」として現れる。これらを除去し、医師に提供されるドップラー情報から、分裂的で不要な虚像を効率的に除去することを可能とした。

【図面の簡単な説明】

【図1】 携帯型超音波装置の構成のブロックダイアグラムである。

【図2】 単一ユニットに収納された携帯型超音波装置の正面図と側面図である。

【図3】 図1の超音波装置のデジタル信号処理エイスックのブロックダイアグラムである。

【図4】 デジタル信号処理エイスックによるドップラー処理のフローチャートである。

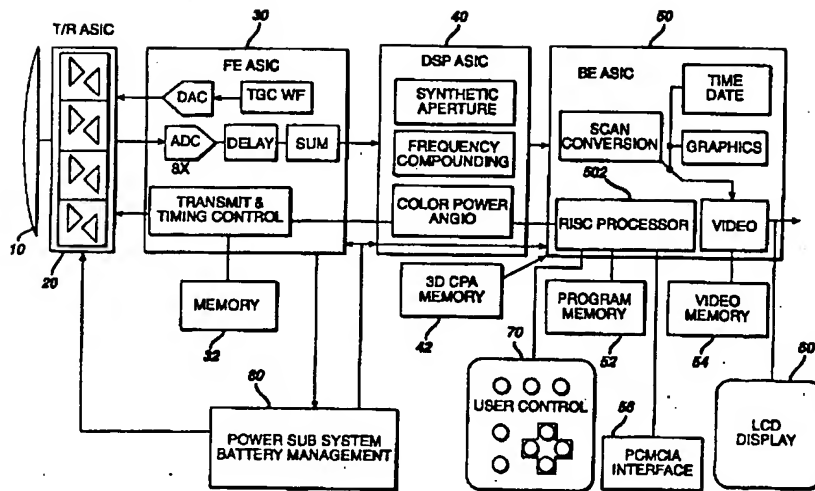
【図5】 フラッシュ抑制用最小-最大値フィルタを説明する。

【図6】 フラッシュ抑制プロセッサの操作を説明する波形である。

【符号の説明】

10...変換器アレー、20...発信/受信エイスック、30...フロントエンドエイスック、32...記憶装置、40...デジタル信号処理エイスック、50...バックエンドエイスック、52...プログラムメモリ、54...ビデオメモリ、56...PCMCIAインターフェイス、60...液晶表示、70...使用者制御、80...電源サブシステム、84...開口、87...ユニット、410...正規化回路、420...r.f.メモリ、422...マルチプレクサ、432...FIRフィルタ、434...フラッシュ抑制プロセッサ、636...最大値選択器、640...比較器。

【図1】



【図2】

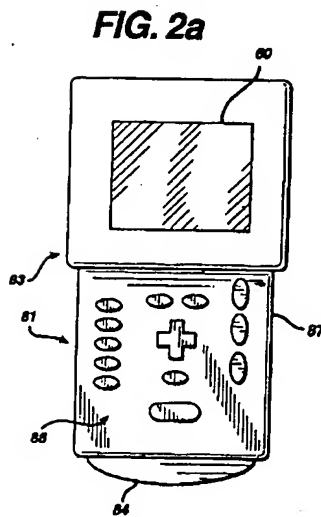
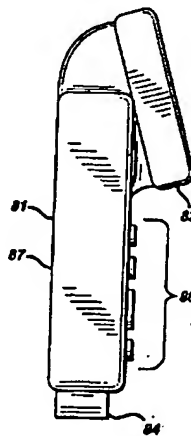
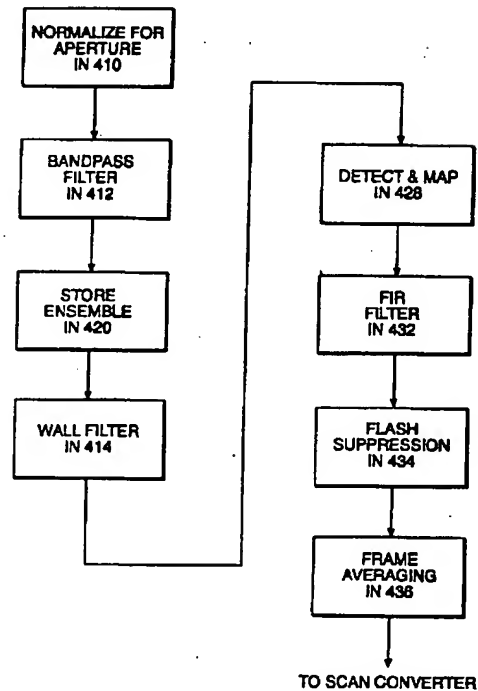


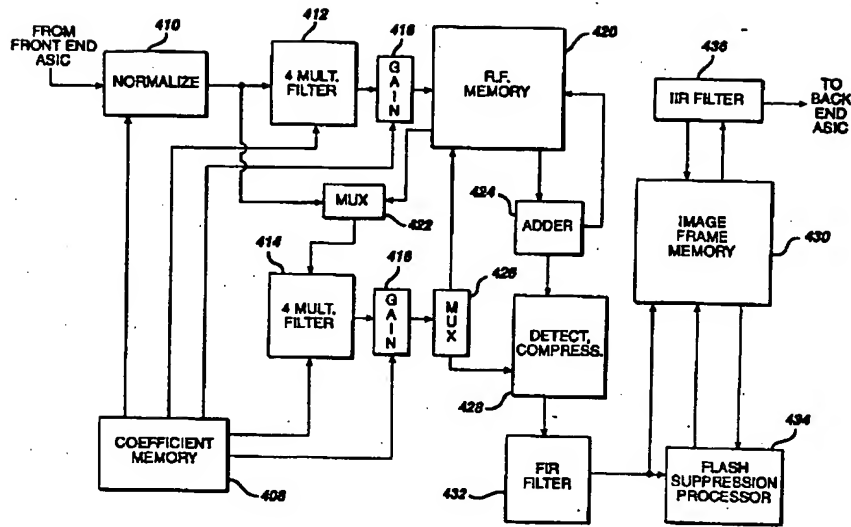
FIG. 2b



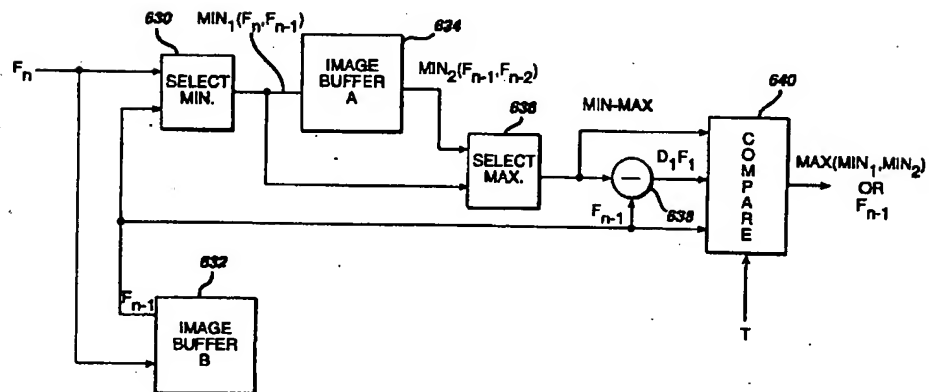
【図4】



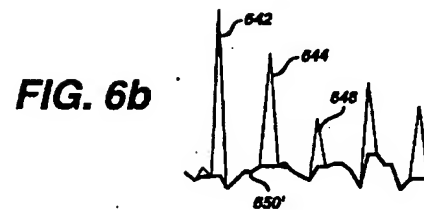
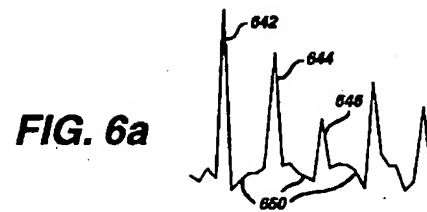
【図3】



【図5】



【図6】




---

フロントページの続き

(72)発明者 ジュイン・ジェ・ワング  
 アメリカ合衆国98040ワシントン州、メル  
 サー・アイランド、メルサー・ウェー・イ  
 ースト、7432番

(72)発明者 ローレン・エス・ブルグラス  
 アメリカ合衆国98117ワシントン州、シア  
 トル、第10アベニュー・ノース・ウェス  
 ト、7720番